

Aus der II. Med. Klinik und Poliklinik
der Johannes Gutenberg-Universität Mainz

VEKTORKARDIOGRAPHISCHE DEFINITION DER ISOLIERTEN
VORHOFDEPOLARISATION UND REPOLARISATION BEI
AV-BLOCK III. GRADES

Inauguraldissertation
zur Erlangung der Würde des Doktors der Medizin
der Johannes Gutenberg-Universität in Mainz
dem Fachbereich Medizin vorgelegt

von Hans-Dieter Wagner

aus Mainz

Mainz, 1980

Aus der II. Med. Klinik und Poliklinik
der Johannes Gutenberg-Universität Mainz

VEKTORKARDIOGRAPHISCHE DEFINITION DER ISOLIERTEN
VORHOFDEPOLARISATION UND REPOLARISATION BEI
AV-BLOCK III. GRADES

Inauguraldissertation
zur Erlangung der Würde des Doktors der Medizin
der Johannes Gutenberg-Universität in Mainz

dem Fachbereich Medizin vorgelegt

von Hans-Dieter Wagner

aus Mainz

Mainz, 1980



Dekan: Professor Dr. med. H. Leithoff

1. Gutachter: Professor Dr. med. H. -J. von Mengden

2. Gutachter: Professor Dr. med. H. J. Gilfrich

Tag der mündlichen Prüfung: 15. Okt. 1930

Besonderen Dank schulde ich Herrn Professor Dr. med.
H. -J. von MENGDEN für die Überlassung des Themas,
für die wertvollen Hinweise und die freundliche Unter-
stützung bei der Abfassung der Arbeit.

Weiterhin möchte ich Herrn Dr. SCHEIDT sowie Herrn
Dr. K. BRODDA und Herrn U. WELLNER für die Bera-
tung beim statistisch-mathematischen Teil der Arbeit
danken.

INHALTSVERZEICHNIS

	Seite
1. EINLEITUNG	1
1.1 Historie des Vektorkardiogramms	1
1.2 Physiologie der De- und Repolarisation des Vorhofs	3
1.3 Die Repolarisation im Vorhof-EKG	5
2. FRAGESTELLUNG	7
3. METHODE	8
3.1 Patientengut	8
3.2 EKG-Registrierung	13
3.3 Datenverarbeitung	13
3.4 Mathematische vektorkardiographische Definition der errechneten Größen	22
4. ERGEBNISSE	25
5. DISKUSSION	36
5.1 Einleitung	36
5.2 Basislinienkorrektur	36
5.3 Vergleich Computer - Handauswertung	37
5.4 P-TA-Zeit	38
5.5 P-Zeit	38
5.6 P-Max	39
5.7 TA-Welle	44
6. ZUSAMMENFASSUNG	48
7. LITERATURVERZEICHNIS	49

1. EINLEITUNG

Elektrokardiographische Aufzeichnungen und ihre Auswertung haben schon lange einen hohen diagnostischen Wert. Sie können Hinweise geben für morphologische Veränderungen des Herzmuskels, Rhythmusstörungen usw. Dies gilt auch für den Teil des Elektrokardiogramms, der die Depolarisation und Repolarisation des Vorhofs aufzeigt. Gerade über diesen Abschnitt des Elektrokardiogramms gibt es wenig Arbeiten im Vergleich mit Untersuchungen über den Kammerkomplex. Dies liegt daran, daß die Veränderungen des QRS-Komplexes im Elektrokardiogramm wegen der größeren Elektropotentiale wesentlich besser zu beurteilen sind. Beim Vorhof-Elektrokardiogramm ist es oft nicht möglich, zwischen Störfrequenzen und eigentlichen Vorhofpotentialen zu unterscheiden, zum anderen fällt die Repolarisation der Vorhöfe zum Teil in die Depolarisation des Kammerkomplexes und ist im normalen Elektrokardiogramm nicht beurteilbar. Zur weiteren Diagnostik von Widerstandserhöhungen im kleinen und großen Kreislauf, von Reizleitungsstörungen und Überleitungsstörungen, muß die P-Wellen-Diagnostik intensiviert werden.

1.1 Historie des Vektorkardiogramms

Seit 1913 (12) wird zur Interpretation von elektrischen Potentialdifferenzen im Myokard teilweise eine vektorielle Betrachtungsweise zur Hilfe genommen. Damals allerdings nannte Einthoven die Summe aller momentanen Potentialdifferenzen noch nicht Vektor. Erst 1926 zeigte Burger durch Projektion der myokardialen Potentialänderungen auf die Frontalebene die ersten Vektorschleifen. Hollmann und Mitarbeiter stellten 1937

ein Gerät vor, auf dem erstmals der Vektorschleifenumlauf auf einem Oszilloskop beobachtet werden konnte. Um eine dreidimensionale Registrierung der Vektorschleife möglich zu machen, benötigte man drei Ebenen, nämlich eine frontale, horizontale und sagittale.

In den fünfziger Jahren wurden vergleichende Untersuchungen über verschiedene konventionelle Ableitungssysteme durchgeführt, die ergaben, daß die Diskrepanzen in Richtung und Amplitude der registrierten Vektorkardiogramme nicht statistisch systematisiert werden konnten. Dies beruht wohl auf der Tatsache, daß die vektorielle Betrachtungsweise zuwenig die anatomischen Verhältnisse des Menschen berücksichtigten, besonders die exzentrische Lage des Herzens im Thorax. Es wurde der Begriff des effektiven Ableitungsvektors und der anatomischen Ableitungsachse geschaffen (6,7). Unter dieser versteht man bei bipolaren Ableitungen die Verbindungsgerade zwischen den Ableitungselektroden. Jeder dieser Achsen ist ein effektiver Ableitungsvektor zugeordnet. In ihm gehen die Entfernung vom Herzen, die Thoraxform und die Leitungsbedingungen des Gewebes ein. In Kenntnis der Fehlerquellen der konventionellen Ableitungen schuf man nun korrigierte orthogonale Ableitungen, von denen die gebräuchlichste das Ableitungssystem nach Frank ist (15). Frank hat versucht, durch Einschalten elektrischer Widerstände in ein umfangreiches System von Ableitungen die Verzerrung des elektrischen Körperfeldes zu korrigieren, den Einfluß von sogenannten Nahpotentialen auf herznahe Brustwandableitungen weitgehend auszuschalten und damit bessere Voraussetzungen für eine unverfälschte Projektion der Vektorschleife in den drei Körpererebenen zu schaffen. Deshalb wird von korrigierten orthogonalen Ableitungen gesprochen. Dieses Ableitungssystem sollte nicht

anfällig sein gegen Störspannungen, Hautwiderstände, Herzlage und ein möglichst günstiges Verhältnis zwischen Biosignal und Störfrequenzen besitzen, damit vergleichende EKG-Untersuchung und eine automatisierte EKG-Diagnostik durchgeführt werden kann. Bei diesem sogenannten korrigierten orthogonalen Ableitungssystem verwendet man sieben Ableitungselektroden. Durch Zusammenschaltung dieser sieben Ableitungen über Widerstände ergeben sich die drei Frank'schen Ableitungen X, Y und Z (Abb. 1).

Korrigierte Ableitungen bieten folgende Vorteile:

Die hier gebrauchten effektiven Ableitungsvektoren sind weitgehend konstant in Länge und Richtung, darum ziemlich unabhängig von den Gegebenheiten des individuellen Körperbaus, außerdem ist die effektive Ableitungsstärke in allen Ableitungen weitgehend gleich. Den meisten vektorkardiographischen Untersuchungen liegen diese Frank'schen Ableitungen zugrunde. Außerdem werden sie auch in den Computer-Programmen zur EKG-Analyse benutzt.

1.2 Physiologie der De- und Repolarisation des Vorhofs

Die Erregungsausbreitung des Vorhofs geht vom Sinusknoten aus und läuft sowohl über spezifische Leitungsbahnen als auch diffus von Zelle zu Zelle zum a. v. -Knoten. Bei den spezifischen Leitungsbahnen handelt es sich um das hintere Internodalbündel (Thorel), das mittlere Internodalbündel (Wenckebach) und das Bachmann'sche Bündel, das sich in ein vorderes Internodalbündel - im Vorhofseptum - und einen Ast zum linken Atrium aufteilt. Die Ausbreitung der Vorhoferregung läuft also von rechts oben hinten nach links unten vorne. Die Erregungs-

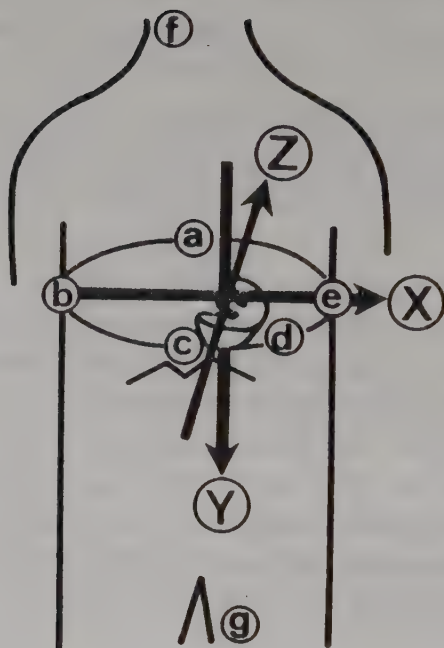


Abb. 1 : Anatomische Lage des rechtsorthogonalen Koordinatensystems, auf das sich die Frank'schen Ableitungen beziehen. Die Punkte a bis g stellen die Lage der Ableitungselektroden dar. Die Achse X zeigt nach links, Y nach unten, Z nach hinten.

rückbildung des Vorhofs läuft ebenfalls von rechts oben hinten nach links vorne unten. Da die Vektorausrichtung immer vom erregten (negativer) zum unerregten (positiver) Myokard erfolgt, findet man elektro-vektorkardiographisch eine Diskordanz zwischen De- und Repolarisationsphase.

1.3 Die Repolarisation im Vorhof-EKG

Die Erregungsrückbildung in den Vorhöfen läßt normalerweise eine sehr flache negative TA-Welle entstehen, die unter üblichen Bedingungen während der PQ-Strecke und des QRS-Komplexes abläuft. Erstmalig wurde die Repolarisation des Vorhofs 1909 von H.E. Hering TA-Welle genannt und als Finalschwankung des Vorhofelektrokardiogramms bezeichnet. Die ersten Versuche, die Repolarisation elektrokardiographisch darzustellen, wurden von H. Straub 1910 am isolierten Säugetierherzen und später mit Ösophagus- und Intrakardialableitungen unternommen (20, 27). Der Abstand zwischen Beginn der P-Welle und Ende von TA ist frequenzabhängig und beträgt zwischen 0,3 und 0,45 sec (siehe Tabelle 4).

Unter manchen Bedingungen kann die TA-Welle schon in den üblichen Extremitätenableitungen erkennbar sein, nämlich wenn die P-Welle und die Kammeranfangsgruppe z. B. bei einer a. v. - Blockierung weit auseinander liegen, so daß die TA-Welle und der QRS-Komplex einander nicht überlagern. Deutlicher noch wird die TA-Welle in Ableitungen mit besonders guter Darstellung der Vorhofpotentiale wie in den Ösophagus- und Intrakardial-Ableitungen sowie in V1 etc. Bei der Ableitung am rechten Sternalrand (V1) können nur die Anfangsschwankungen von P, jedoch nicht allein TA erkannt werden (20). Die Höhe von TA wird so beschrieben, daß sie etwa ein Sechstel der

Höhe von P aufweist, wie das auch zwischen R und T des Kammerkomplexes der Fall ist (27).

Ist jedoch TA abnorm hoch, weil P abnorm hoch ist, oder ist das normale Bild von P und TA durch Verletzung (Infarkt) monophasisch deformiert, dann überlagert sich sowohl in der PQ-Strecke als auch dem isoelektrischen ST-Intervall eine merkliche Potentialdifferenz des Vorhofs. In diesen Fällen ist die Festlegung der Null-Linie des Elektrokardiogramms praktisch nicht möglich.

2. FRAGESTELLUNG

Untersuchungen über den Ablauf der Vorhoferregung erstreckten sich immer auf die Vorhofdepolarisation, weil es bisher sehr schwierig ist, die Repolarisation im EKG zu erfassen. Ziel dieser Untersuchungen ist es, anhand von isolierten P-Wellen bei Schrittmacher-Patienten mit a.v.-Block III. Grades und Sinusrhythmus vektorkardiographische Größen der P-Wellen zu bestimmen und die TA-Konfiguration vektorkardiographisch zu definieren. Zusätzlich soll versucht werden, ihre Größenordnung anhand von Literaturvergleichen zu interpretieren.

3. METHODE

3.1 Patientengut

Wir wählten 30 Schrittmacher-Patienten (12 Frauen, 18 Männer) im Alter von 47 bis 90 Jahren (mittleres Alter 72,3 Jahre) aus, in deren EKG-Registrierungen mehrere P-Wellen deutlich vom Kammerkomplex zu trennen waren. Bei den unter Abb. 2 bis Abb. 4 aufgeführten Elektrokardiogrammen handelt es sich um Schrittmacher-Elektrokardiogramme von Patienten, deren Kammerkomplex und P-Welle eine ausreichende Trennung im EKG zeigten und für unsere Untersuchung die besten Voraussetzungen boten.

Patient Nr. 1: (siehe Abb. 2)

Patient W., 47 Jahre alt, seit 4 Jahren Schrittmacherträger. Zur Vorgeschichte ist zu erwähnen, daß bei W. seit einigen Jahren eine Hypertonie und eine linksventrikuläre Hypertrophie bekannt sind. Wegen immer häufiger auftretender Adam-Stokes-Anfälle mit bestehender Halsvenenstauung und Lebervergrößerung und elektrokardiographisch nachgewiesenem intermittierendem a.v.-Block III. Grades wurde ein Demand-Schrittmacher implantiert. Das heutige EKG zeigt teilweise spontane Aktivität, teilweise Schrittmacher-induzierte Kammerpotentiale bei unabhängiger Vorhofaktion. Die Schrittmacherfrequenz beträgt 71 Schl./min.

Patient Nr. 2: (siehe Abb. 3)

Patient N., 66 Jahre, seit 5 Jahren Schrittmacherträger.

Anamnestisch erwähnenswert sind rezidivierende Synkopen bei einer Bradyarrhythmie mit Kammerfrequenzen um 25 Schl./min. Aus diesen Gründen wurde dem Patienten ein starrfrequenter Schrittmacher implantiert. Das heutige EKG zeigt eine Schrittmacherfrequenz von 70/min., regelmäßige Aktionen des Kammermyokards, keine spontanen Kammeraktionen bei unabhängiger Vorhofaktion.

Patient Nr. 3: (siehe Abb. 4)

Patientin E., 87 Jahre, seit 5 Jahren Schrittmacherträgerin.

Zur Vorgeschichte ist zu erwähnen, daß die Patientin in der letzten Zeit über zunehmende Dyspnoe, Schwindel und praetibiale Ödeme klagte. Der klinische Untersuchungsbefund zeigte zusätzlich eine Halsvenenstauung, sowie über allen Lungenabschnitten vereinzelt feinblasig feuchte, nicht klingende Rasselgeräusche. Im Elektrokardiogramm fand sich ein a.v.-Block III. Grades, wahrscheinlich auf dem Boden einer coronaren Herzerkrankung. Aus diesen Gründen wurde der Patientin ein starrfrequenter Schrittmacher implantiert. Das heutige EKG zeigt eine Schrittmacherfrequenz von 70 Schl./min., regelmäßige Depolarisation des Kammermyokards, keine ventrikuläre Eigenaktivität bei unabhängiger Vorhofaktion.

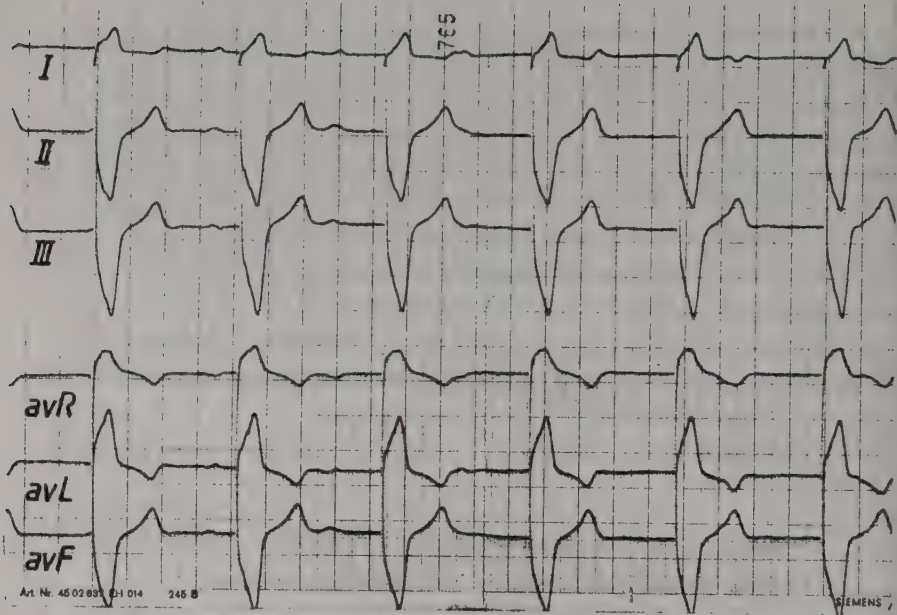


Abb. 2 : EKG des Patienten W.

Regelmäßige Schrittmacherimpulse mit nachfolgender Kammerdepolarisation. Keine ventrikulären Eigenaktionen, keine a.v.-Überleitung. Isolierte P-Wellen mit der Möglichkeit, die Vorhofrepolarisation zu analysieren.

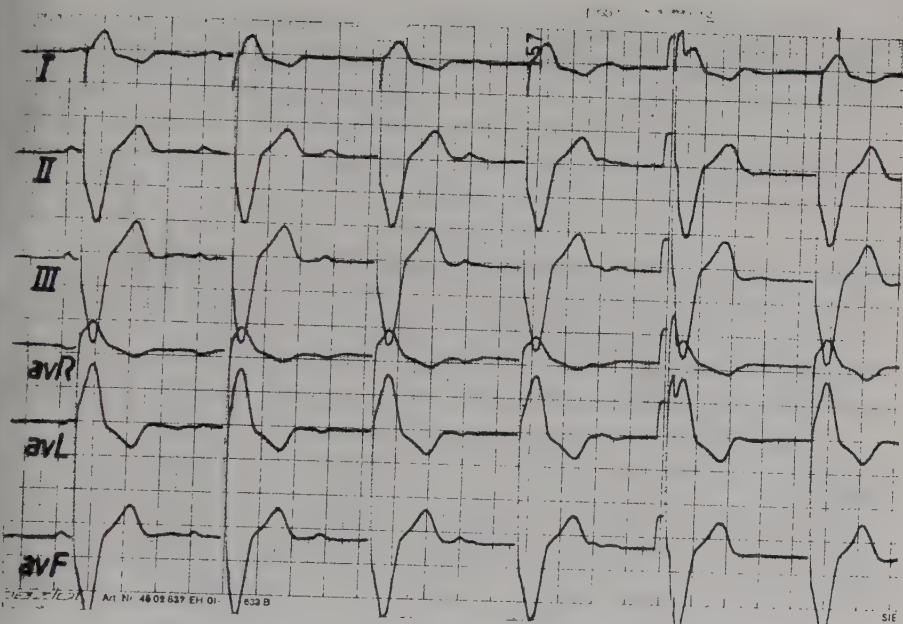


Abb. 3 : EKG des Patienten N.

Regelmäßige Schrittmacherimpulse mit nachfolgender Kammerdepolarisation. Keine ventrikulären Eigenaktionen, keine a.v.-Überleitung. Isolierte P-Wellen mit der Möglichkeit, die Vorhofrepolarisation zu analysieren.

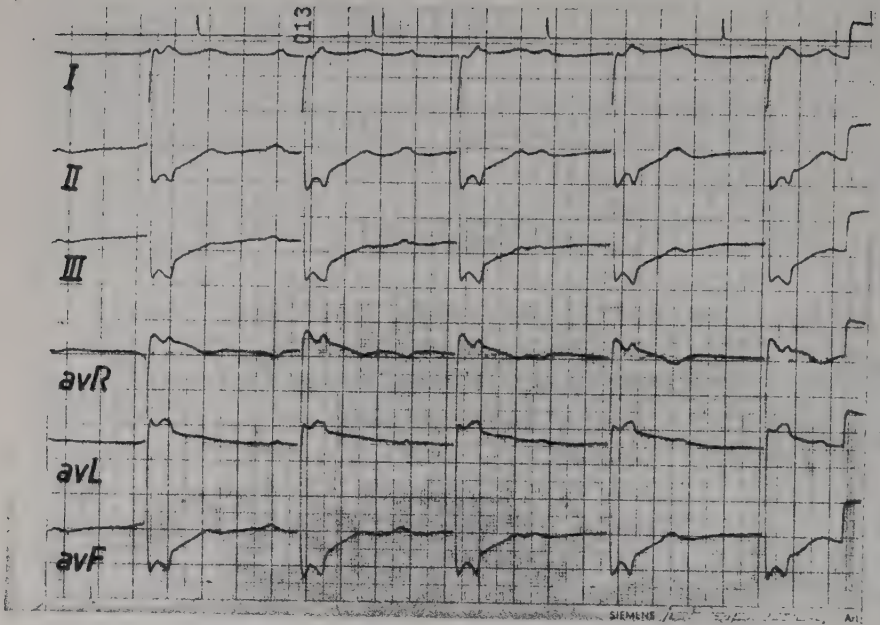


Abb. 4 : EKG der Patientin E.

Regelmäßige Schrittmacherimpulse mit nachfolgender Kammerdepolarisation. Keine ventrikulären Eigenaktionen, keine a.v.-Überleitung. Isolierte P-Wellen mit der Möglichkeit, die Vorhofrepolarisation zu analysieren.

3.2 EKG-Registrierung

- a) Aufzeichnung der konventionellen Elektrokardiogramme (P-QRS-T) nach Einthoven, Goldberger und Wilson mit Marquette-Gerät.
- b) Aufzeichnung der Frank'schen Elektrokardiogramme mit einem Marquette-Gerät.
- c) Aufzeichnung der Vorhofvektorschleife mit Hilfe des ICR-Vektorkardiographs. Anschließend erfolgt die analoge Übertragung der konventionellen Elektrokardiogramme und der Frank-Elektrokardiogramme per Telefon mit dem Marquette-Aufnahmegerät zum zentralen Rechner der Marquette-Anlage. Dort werden die Analog-Signale digitalisiert (500 Hz Abtastrate pro Kanal) und auf Magnetband digital aufgezeichnet. Die auf diesem Magnetband gesammelten Elektrokardiogramme (im weiteren als Originaldaten referiert) bilden die Grundlage für die weitere Verarbeitung.

3.3 Datenverarbeitung

Ziel der Datenverarbeitung ist es, die digital aufgezeichneten Elektrokardiogramme im Hinblick auf bestimmte EKG-Parameter in den interessierenden Bereichen (P-TA) statistisch auszuwerten. Der Vorgang kann in zwei Abschnitte gegliedert werden.

- 3.3.1 Visuelle Bestimmung von geeigneten EKG-Abschnitten aus graphischen Darstellungen der aufgenommenen Elektrokardiogramme. Hierbei werden Plotter-Diagramme der EKG-Kurven von dem Computer gezeichnet (Abb. 5), anschließend erfolgt aufgrund dieser Zeichnungen die Auswahl der geeigneten P-TA-Wellen.
- 3.3.2 Interaktive Korrektur der Basislinien und Aufbereitung der ausgewählten EKG-Abschnitte für die statistische Auswertung. Hierbei wird ein spezielles Programm zur interaktiven Verarbeitung von EKG-Rohdaten (30) eingesetzt. Anschließend erfolgt die Berechnung der EKG-Parameter und Bestimmung von Verteilungsgrößen. Das o.g. Programm ist auf der Rechanlage des Physiologischen Institutes der Universität Mainz implementiert. Die Handhabung des Programmes ist interaktiv, d.h. der Benutzer gibt über ein Terminal Kommandos an das Programm, darauf führt das Programm definierte Operationen aus. Auf diese Weise werden Ausgabe-Daten auf dem Terminal bzw. graphische Darstellungen auf dem Sichtgerät erzeugt. Aufgrund dieser Ausgabedaten entscheidet der Benutzer über neue Kommandos. Der Verlauf einer typischen Sitzung zur Basislinienkorrektur und Auswahl eines P-TA-Abschnittes soll im folgenden dargestellt werden.

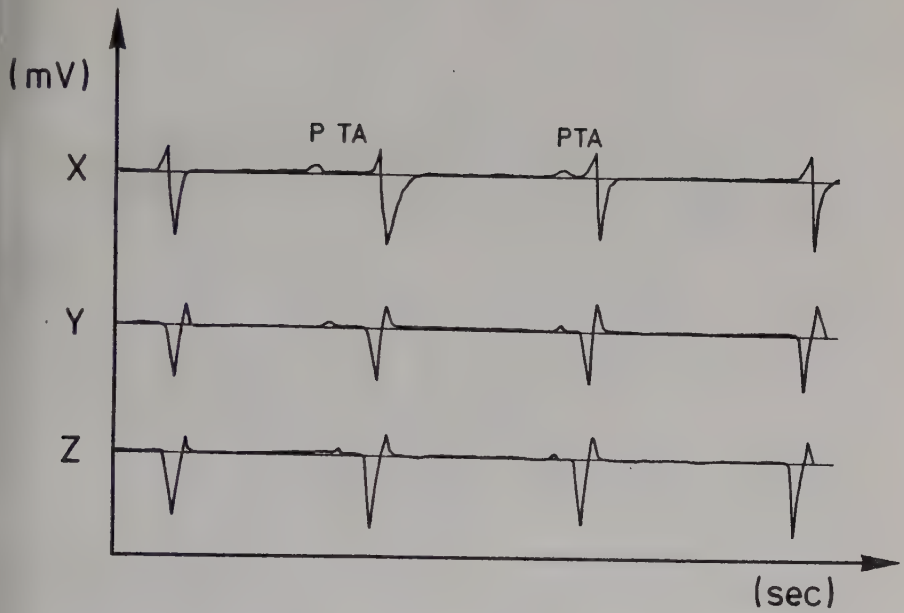


Abb. 5 : Skizze eines digitalisierten
Schrittmacher EKG's.

Der Herzvektor H wird durch seine Magnitude M , die Winkel Azimut (φ) und Elevation (ϑ) gekennzeichnet (Abb. 6). Man hat nun die Möglichkeit mittels des Kugelkoordinatensystems den Herzvektor im Verlauf der P-Welle im Augenblick der größten Magnitude (P-Max) zu bestimmen. Dabei erkennt man, daß der Vektor nach unten links vorne zeigt. Da zur Beschreibung des Herzvektors nur jeweils drei Größen benötigt werden (X, Y, Z oder $M, \text{Phi}, \text{Theta}$) und weiter über eine lineare Zeitskala die exakte Dauer einzelner EKG-Abschnitte bestimmt werden können, eignet sich dieses Verfahren für die computermäßige EKG-Auswertung. Aufgrund o.g. Größen wird anhand einer Computerzeichnung und Berechnung der Anfangsvektor von P (PA) der Endvektor (P-TA) und der Endvektor der TA-Welle (E-TA) bestimmt. Das EKG-Beispiel eines digitalisierten Schrittmacher-EKG's, das in Abb. 5 dargestellt wird, bildet den ersten Schritt für die computermäßige P-TA-Bestimmung. Aufgrund dieses Elektrokardiogramms, das auf dem Sichtgerät abgebildet wird, kann man die geeigneten EKG-Abschnitte (P-TA) heraussuchen. Es ist darauf zu achten, daß ein genügend großer Abstand zwischen der P-TA-Welle und dem nächsten schrittmacherinduzierten QRS-Komplex besteht. Dieser geeignete P-TA-Abschnitt wird, wie in Abb. 7 zu sehen ist, nun vergrößert auf dem Bildschirm des Sichtgerätes abgebildet.

Die nächste Abbildung (Abb. 8) zeigt eine Skizze der sog. Basislinienkorrektur. Bei der Festlegung der Basislinie wird folgendermaßen vorgegangen: Abbildung von zwei P-TA-Abschnitten auf dem Bildschirm des Sichtgerätes und Festlegung mehrerer Trennpunkte. Die Trennpunkte werden dort gewählt, wo man annehmen kann, daß an diesen Stellen des Elektrokardiogramms keine elektrische Aktivität vorhanden ist (z. B. der Bereich T-Ende bis P-Anfang). Mittels eines speziellen Befehls werden

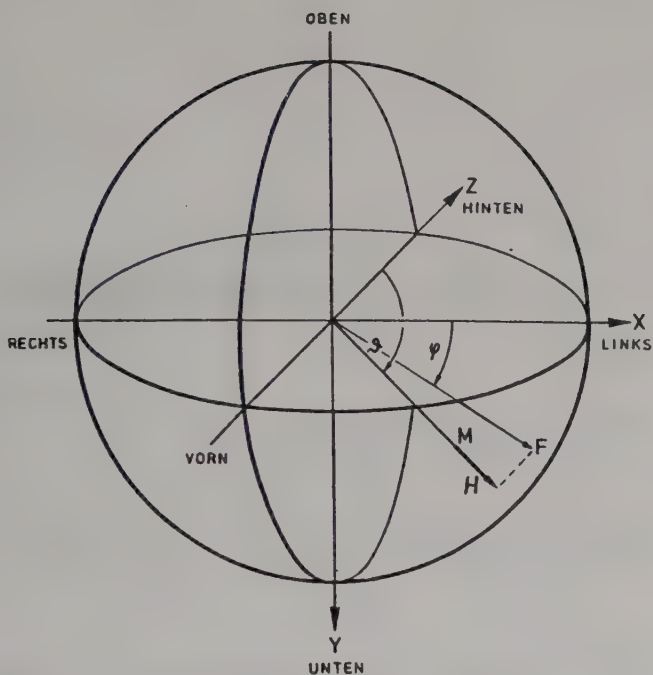


Abb. 6 : Rechtsorthogonales Polarkoordinatensystem mit den Ableitungsachsen X , Y und Z und dem räumlichen Vektor H . Er hat die Magnitude M , der Winkel φ (Azimut) liegt zwischen der positiven x -Achse und der Projektion des räumlichen Vektors auf die Frontalebene, der Winkel ϑ (Elevation) zwischen der positiven z -Achse und dem räumlichen Vektor (vgl. v. Mengden et al., 1972).

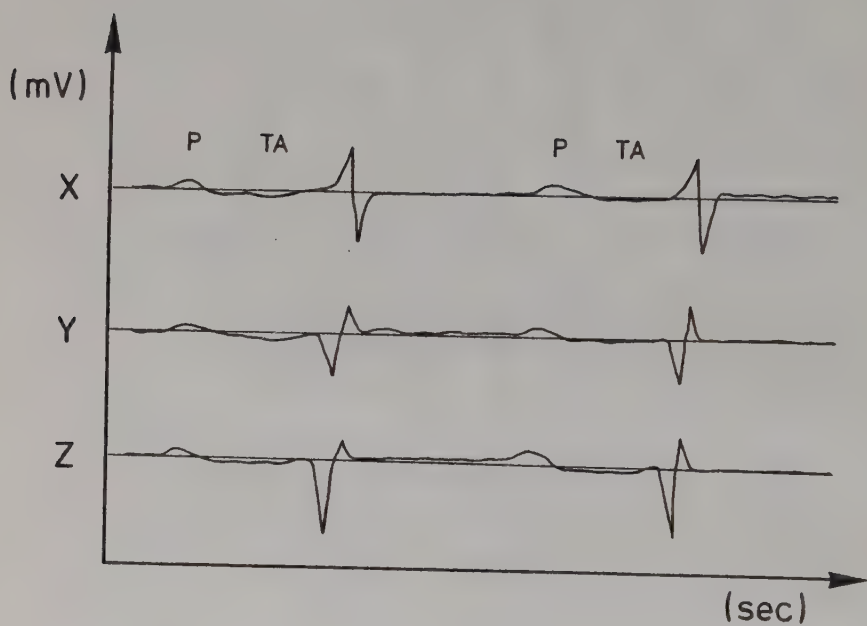


Abb. 7 :

Skizze eines digitalisierten Schrittmacher-
EKG's in X, Y, Z.

Vergrößerung der gesuchten EKG-Abschnitte
(PTA).

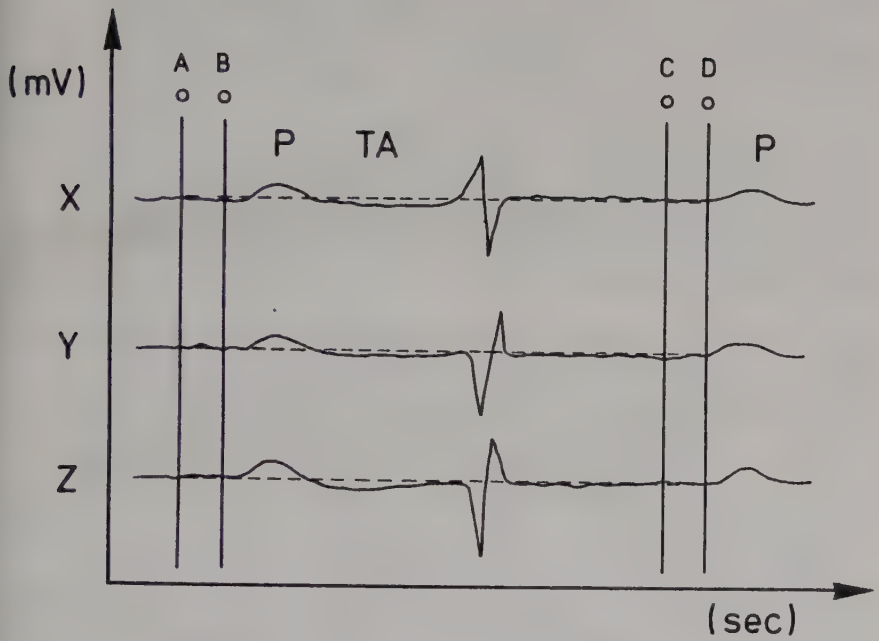


Abb. 8 : Skizze der Basislinienkorrektur.

- o Trennpunkte
- Basislinienkorrektur

diese Trennpunkte untereinander verbunden, wobei eine korrigierte Null-Linie entsteht, die dann auf dem Sichtgerät abgebildet wird (Abb. 8). Zwei solcher Nulllinienabschnitte (in Abb. 8 $\overline{AB}$ und $\overline{CD}$) werden nun als Referenzlinien miteinander verbunden und bilden die korrigierte Basislinie. Die Strecken $\overline{AB}$ und $\overline{CD}$ schließen jeweils eine PTA-Konfiguration ein, die auf die Basislinie bezogen korrigiert wird. Mit Hilfe des Computers und des Sichtgerätes wird nun dieser korrigierte P-TA-Abschnitt noch weiter vergrößert abgebildet. Allerdings werden anstelle der Ableitungen X und Y zwei neue Größen eingeführt und abgebildet, nämlich Phi und M.

In Abb. 9 ist der korrigierte vergrößerte P-TA-Abschnitt in Z, Phi und Magnitude aufgezeichnet. Diese Konfiguration (P-TA in Z, Phi und M) bilden die Grundlage für die P-Anfangs-, P-End- und PTA-Endbestimmung. Jetzt muß visuell auf dem Bildschirm des Sichtgerätes P-Anfang, P-Ende und TA bestimmt werden. Schwierigkeiten bereitet es, zuverlässige Kriterien zur exakten Festlegung dieser Punkte zu erhalten. Dies liegt darin begründet, daß in den unterschiedlichen Ableitungen, z. B. der P-Anfangspunkt in M und Phi sich nicht deckt. In solchen Fällen ist es Sache des Auswerters mit Hilfe des Sichtgerätes den zeitlich ersten Punkt zu wählen. Nachdem die gesuchten Punkte (P-Anfang, P-Ende, TA-Ende) bestimmt sind, erfolgt nun die Aussortierung eines festgelegten Bereiches (512 Punkte lang) auf das Ausgabeband. Danach kann das nächste EKG untersucht werden oder es können weitere Abschnitte im EKG des gerade anstehenden Probanden bearbeitet werden. Aufgrund dieser Daten wird nun mittels spezieller Computerprogramme die Berechnung der vektorkardiographischen Größen der Depolarisation und Repolarisation des Vorhofs durchgeführt.

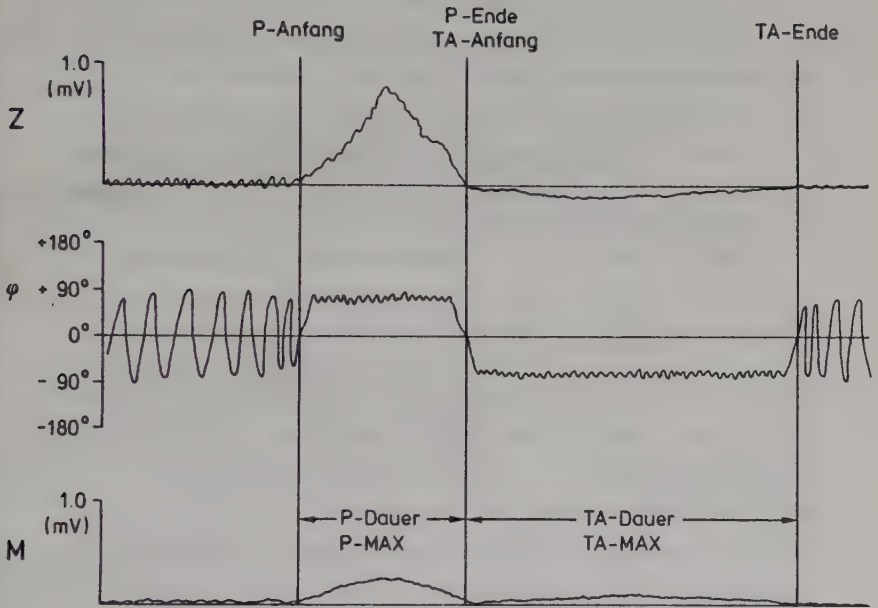


Abb. 9 : Skizze der P-TA-Welle in M, φ und Z.

3.4 Mathematische vektorkardiographische Definition der errechneten Größen

Das elektrokardiographische Ableitungssystem nach Frank ist ein rechtsorthogonales korrigiertes System. Das bedeutet, daß der Nullpunkt theoretisch dem Dipol-Nullpunkt entspricht und die Bezugskordinaten jeweils senkrecht aufeinanderstehen. Das räumliche Koordinatensystem besteht aus den Achsen X (nach links), Y (nach unten) und Z (nach hinten). Alle Herzvektoren entspringen bei den Koordinaten (0, 0, 0) und rechnen sich als Zeitfunktion nach (1)

$$H(t) = (X(t), Y(t), Z(t)) \quad (1)$$

Damit ist nicht nur die Magnitude des Herzvektors H, sondern auch dessen räumliche Orientierung gegeben. Da die kartesischen Koordinaten X, Y, Z direkt keinen Eindruck von der räumlichen Orientierung des Herzvektors geben, ist es üblich, die Polarkordinaten mit Magnitude, Azimut und Elevation zu berechnen. Um sich räumlich und zeitlich den Verlauf des Herzvektors H klarzumachen, bedient man sich des Kugelkoordinatensystems. Wie oben erwähnt, wird der Herzvektor H durch seine Magnitude M und den Winkel Azimut , Phi und Elevation Theta gekennzeichnet. Die Berechnung der Magnitude erfolgt nach (2)

$$M(t) = +\sqrt{X(t)^2 + Y(t)^2 + Z(t)^2} \quad (2)$$

Der Winkel Azimut ergibt sich aus (3)

$$\varphi(t) = \arctg \frac{Y(t)}{X(t)} \quad (3)$$

Der Winkel Elevation ergibt sich aus (4)

$$\vartheta(t) = \arctg \frac{+\sqrt{X(t)^2 + Y(t)^2}}{Z(t)} \quad (4)$$

Von diesen theoretischen Grundlagen ausgehend werden die vektorkardiographischen Größen für die P-Schleife berechnet.

- a. Die räumlichen Maximalvektoren der P- und TA-Schleife jeweils mit Azimut und Elevation
- b. Der Zeitintegralvektor. Der Ventrikelgradient wurde zunächst als Zeitintegralvektor für die Frontalebene aus dem Einthov'schen Elektrokardiogramm definiert. Als räumliche Größe wird er für die einzelnen Schleifen nach der Gleichung (5)

$$\hat{A} = \int_{T_0}^{T_0+T} H(t) \cdot dt \quad (5)$$

berechnet.

$\hat{A}$ = Integralvektor in einer Fläche

T_0 = Zeitpunkt Beginn der P-Schleife

T = Zeitdauer des P-Schleifenumlaufs

t = Zeitdauer zwischen 2 Digitalisierungspunkten

- c. Schwerpunktvektor.

Die Verbindung des Nullpunktes des Koordinatensystems mit dem räumlichen Schwerpunkt einer Vektorschleife entspricht dem Schwerpunktvektor. Der Schwerpunktvektor einer Schleife berechnet sich nach folgender Gleichung:

$$SP_P = \frac{\sum_{i=1}^n H_i \cdot |V_i|}{\sum_{i=1}^n |V_i|} \quad (6)$$

SP_P = Schwerpunktvektor für P-Schleife

$H(i)$ = momentaner Herzvektor mit den Koordinaten (X_i, Y_i, Z_i)

$V(i)$ = Größe der Geschwindigkeit zwischen zwei benachbarten Vektorspitzen.

- d. Der Polarvektor, der von Burger und Vaane eingeführt wurde, wird folgendermaßen definiert:

Die Länge des Vektors entspricht der Schleifenfläche, seine Richtung ist festgelegt durch den Umdrehungssinn der Schleife. Gemäß Definition steht der Polarvektor in der Weise im Schwerpunkt senkrecht auf der Vektorschleife, daß man den Schleifenumlauf im Uhrzeigersinn sieht, wenn man in seine Richtung schaut. Die Berechnung des Polarvektors der P-Schleife (PP) ergibt sich aus der Formel (7)

$$PP = \frac{\Delta T}{2} \sum (H_i \times V_i) \quad (7)$$

4. ERGEBNISSE

Die im Rahmen der Analyse berechneten Größen und ihre Maßeinheiten sind in der Tabelle 1a und 1b zusammengestellt. Tabelle 2 zeigt Mittelwerte und Standardabweichungen der für die Vorhof-Depolarisation charakteristischen Parameter. Der Mittelwert für die Magnitude von P-Max. beträgt 0,181 mV bei einer Standardabweichung von 0,0513 mV. Als weiterer wichtiger Wert findet sich die Magnitude von P-TA mit 0,0392 mV, wobei hier eine Standardabweichung von 0,0182 mV errechnet wird. Die Magnitude des PA-Vektors beträgt 0,0251 mV bei einer Standardabweichung von 0,0311 mV. Für P-Max. findet sich für Winkel Theta ein Wert von 94,88 Grad bei einer Standardabweichung von 26,67 Grad. Der Mittelwert für Theta von P-TA beträgt 70,12 Grad, von PA 102,78 Grad, wobei die Standardabweichung für P-TA 39,03 Grad und für PA 37,4 Grad beträgt. Der Winkel Phi von P-Max. beträgt als Mittelwert 71,6 Grad bei einer errechneten Standardabweichung von 22,43 Grad.

In Tabelle 3 sind die wichtigsten Parameter für die Vorhof-repolarisation (TA-Welle) in Magnitude und Theta zu sehen. Der Mittelwert für die Magnitude von TA-Max beträgt 0,0896 mV und ist damit etwa halb so groß wie der Mittelwert der Magnitude für P-Max. Für die Standardabweichung der Magnitude von TA-Max., die 0,024 mV beträgt, gilt, daß sie sich ähnlich verhält wie die von P-Max. Für den Mittelwert der Magnitude des Endvektors der TA-Welle ergibt sich ein Wert von 0,048 mV bei einer Standardabweichung von 0,024 mV. Diese Standardabweichung (E - TA) ist damit genauso groß wie die von TA-Max., womit aufgezeigt wird, daß hier im Ver-

TABELLE 1 a: Spezielle Vektoren

Beschreibung der vektorkardiographischen Parameter	Abkürzung	Maßeinheit
Maximalvektor der Vorhofdepolarisation (der P-Welle) mit	$P_{\max}$	mV
Azimut	$P_{\max}$	Winkelgrad
Elevation	$P_{\max}$	Winkelgrad
Maximalvektor der Vorhofrepolarisation (der T-Welle) mit	$TA_{\max}$	mV
Azimut	$TA_{\max}$	Winkelgrad
Elevation	$TA_{\max}$	Winkelgrad
Schwerpunktvektor der P-Welle	SP	mV
Polarvektor der P-Welle	PP	$(mV)^2$
Zeitintegralvektor der P-Welle	GP	$(mV \times msec)$
Vektor der maximalen Geschwindigkeit der P-Welle	VMP	mV
Anfangsvektor der P-Welle	PA	mV
Endvektor der P-Welle bzw. Anfangsvektor der TA-Welle	PTA	mV
Endvektor der TA-Welle	ETA	mV

TABELLE 1 b: Zeitabschnitte

Zeitabschnitte	Abkürzung	Maßeinheit
Zeitdauer der Vorhofdepolarisation	P-Zeit	msec
Zeitdauer der Vorhofrepolarisation	TA-Zeit	msec
Zeitdauer der Vorhofdepolarisation und Repolarisation	P-TA-Zeit	msec

TABELLE 2:

Wichtige Parameter der P-Welle in
Magnitude, Theta und Phi.

Magnitude	Mittelwert	Standardabweichung
VMP	21.22	± 6.2633
SP	0.0854	± 0.029
PP	0.00929	± 0.0077
GP	0.0105	± 0.0044
P MAX	0.1811	± 0.0513
PTA	0.0392	± 0.0182
PA	0.0251	± 0.0311
Theta	Mittelwert	Standardabweichung
VMP	98.43	± 17.93
SP	91.22	± 19.03
PP	96.69	± 30.93
GP	91.61	± 18.76
P MAX	94.88	± 26.67
PTA	70.12	± 39.03
PA	102.78	± 37.42
PHI	Mittelwert	Standardabweichung
P MAX	71.6	± 22.43

TABELLE 3:

Wichtige Parameter der TA-Welle in
Magnitude, Theta und Phi.

Magnitude	Mittelwert	Standardabweichung
VMP (TA)	19.34	± 5.69
SP (TA)	0.038	± 0.016
PP (TA)	0.0051	± 0.0048
GP (TA)	0.0089	± 0.0048
TA MAX	0.0896	± 0.024
ETA (Hand)	0.048	± 0.024
Theta	Mittelwert	Standardabweichung
VMP (TA)	90.62	± 12.05
SP (TA)	72.42	± 33.87
PP (TA)	82.73	± 36.42
GP (TA)	72.58	± 30.36
TA MAX	76.51	± 27.64
ETA (Hand)	77.34	± 37.88
PHI	Mittelwert	Standardabweichung
TA MAX	- 108.3	± 24.48

hältnis eine deutlich größere Streuung vorhanden ist. Der Mittelwert für Theta von TA-Max. beträgt 76,51 Grad, wobei eine Standardabweichung von 27,6 Grad errechnet wird. Für den Mittelwert für Theta von E-TA ergibt sich ein Winkel von 77,34 Grad bei einer Standardabweichung von 37,88 Grad. Der Winkel Phi von TA-Max. beträgt als Mittelwert - 108,3 Grad bei einer Standardabweichung von 24,38 Grad. Wie aus Tabelle 4 zu ersehen ist, liegt die von uns gemessene Zeit von P-Anfang bis TA-Ende zwischen 0,22 und 0,48 Sekunden. Der von uns gemessene Wert für die P-Wellendauer beträgt, wie in Tabelle 5 zu ersehen ist, 113,9 msec.

In Abb. 10 und 11 werden die durch Hand und durch Computer ermittelten Zeiten von P und TA gegenübergestellt. Der Mittelwert der P-Wellendauer beträgt bei der P-Wellenendpunktbestimmung per Hand 113,91 msec , wobei eine Standardabweichung von 31,11 msec errechnet wird (Abb. 10). Bei der P-Wellenendpunktbestimmung per Computer ergibt sich ein Wert von 117,61 msec, wobei hier eine Standardabweichung von 33,65 msec errechnet wird. Damit ergibt sich, daß die Standardabweichung per Computer und per Hand etwa gleich groß ist (Abb. 10).

TABELLE 4 : Vergleich der eigenen Daten für die Dauer von P-Anfang bis TA-Ende (P-TA-Zeit) mit anderen Autoren.

Autorenname	Dauer P-Anfang - TA-Ende (sec)
eigener Wert	0.22 - 0.48
Enzelberg	0.22 - 0.50
Eiger	0.25 - 0.80
Pardee	0.30 - 0.40
Heinecker	0.30 - 0.45
Sprague	0.34 - 0.42
Katz	0.35
Brown	0.40 - 0.50
Boden	0.40 - 0.52

TABELLE 5: Vergleich der P-Wellen Dauer (P-Zeit)
von Schrittmacherpatienten mit Herz-
gesunden.

Autor	P-Wellen Dauer (msec)
eigener Wert (SM-Patienten)	113.9
Mutschler	102
Yokota	96.9
Ishikawa	95
Brodda et al.	94.4
Copeland	94.0
American Heart Association	60 - 110
Lepeschkin	70 - 120

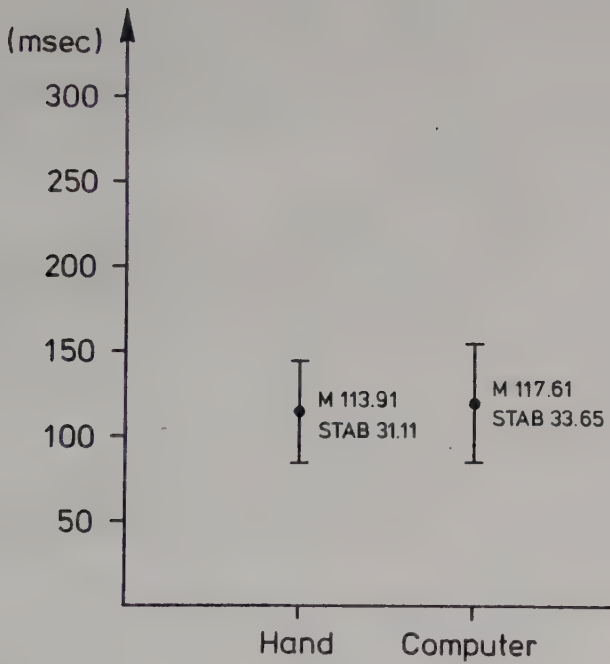


Abb. 10 : Vergleich zwischen Daten der P-Dauer mittels P-Ende Bestimmung durch Hand und durch Computer.

Wie aus Abb. 11 hervorgeht, beträgt der Mittelwert für die TA-Wellendauer, der von Hand gemessen wird, 236,5 msec bei einer Standardabweichung von 99,18 msec. Bei der computermäßigen Bestimmung des TA-Wellenendes ergibt sich ein Mittelwert von 238,5 msec bei einer Standardabweichung von 85,78 msec. Wie hieraus hervorgeht, besteht statistisch kein signifikanter Unterschied.

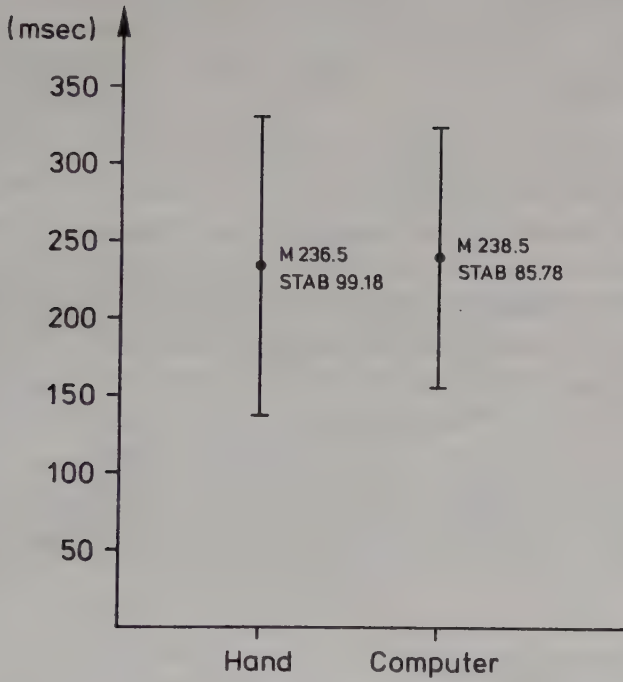


Abb. 11 : Vergleich zwischen Daten der TA-Dauer mittels TA-End-Bestimmung durch Hand und durch Computer.

5. DISKUSSION

5.1 Einleitung

Die meisten bisherigen Veröffentlichungen, die sich mit den vektorkardiographischen Daten der P-Schleife beschäftigen, sind Arbeiten, in denen zum Teil nur Normalwerte von Herzgesunden ermittelt wurden (9, 10, 25, 26). Andere Autoren (21, 32) vergleichen Normalwerte mit den Daten von Patienten, die erwiesenermaßen eine Herzerkrankung etwa im Sinne eines chronischen Cor pulmonale (25), eines Mitralklappenfehlers (32) oder einer Volumenüberlastung des linken Vorhofs haben. Insgesamt gesehen finden sich nur ganz vereinzelt Beschreibungen der Repolarisation, wobei diese Beschreibungen nur bezogen sind auf einzelne Kollektive oder einzelne Parameter.

5.2 Basislinienkorrektur

Als wichtigsten Punkt der Datenverarbeitung ist die interaktive Basislinienkorrektur und die computermäßige Aufbereitung der EKG-Rohdaten zu werten. Vorteile der computermäßigen Aufbereitung sind eine genauere Parameterberechnung und die Möglichkeit, jeden Punkt des vorhandenen Elektrokardiogramms in jeder Größe zur Darstellung zu bringen. Weiter ist eine exakte Basislinienkorrektur ohne ein spezielles Computerprogramm nicht möglich. Speziell für diese Untersuchung ist eine Interaktion zwischen Computer und Auswerter erforderlich, da die Problemstellung eine alleinige Computerauswertung nicht ermöglicht. So ist zum Beispiel eine vollautomatische Bestimmung der Null-Linie nicht durchführbar, da in allen auszuwertenden Elektrokardiogrammen eine komplette Vorhofkammer-

dissoziation vorhanden ist. Interaktive Datenauswertung heißt in diesem Fall visuelle Auswahl geeigneter EKG-Abschnitte mit nachfolgender computermäßiger Berechnung und graphischer Darstellung.

5.3 Vergleich Computer - Handauswertung

Um die Frage zu beantworten, welche Unterschiede auftreten, wenn EKG-Teile per Computer berechnet bzw. von Hand ermittelt werden, haben wir P-Endpunktbestimmungen einmal per Computer und einmal per Hand durchgeführt (Abb. 10). Dasselbe anschließend für das Ende der TA-Welle (Abb. 11). Betrachtet man den Wert für die Endpunktbestimmung der P-Welle, der mittels Computer errechnet ist - die P-Dauer beträgt im Mittel 117,6 msec - und vergleicht diesen Wert mit dem Mittelwert der P-Endpunktbestimmung per Hand - hier ergibt sich ein Mittelwert von 113,91 msec - so erkennt man, daß die computermäßige Berechnung ein etwa um 4 msec längeren Mittelwert für die P-Dauer im Vergleich zur Handauswertung erbringt. Ähnlich sieht es aus, wenn man die verschiedenen (Hand/Computer) TA-Wellenendpunktbestimmungen betrachtet. Auch hier zeigt die Endpunktfestlegung durch den Computer einen um 2 msec längeren Mittelwert für die TA-Dauer im Vergleich zur Handauswertung. Die mittlere TA-Dauer beträgt per Hand 236,5 msec und per Computer 238 msec (Abb. 11). Auffällig ist es außerdem, daß die Zeiten für die TA-Welle mit einer Standardabweichung von 90 msec eine deutlich breitere Streuung zeigen als am Beispiel der P-Welle, wo die Standardabweichung nur 30 msec betrug. Bezüglich der TA-Wellenendpunktbestimmung kann also gesagt werden, daß es sich bei einer Differenz von 2 msec zwischen Hand- und Com-

puterauswertung und einer Standardabweichung von 99,18 msec bei der Handauswertung und 85,78 msec bei der Computerauswertung um fast identische Werte handelt. Die geringere Standardabweichung bei der P-Wellenbestimmung ergibt sich in der doch deutlich schwierigeren Abgrenzung des TA-Wellenendes gegenüber dem P-Wellenende.

5.4 P - TA - Zeit

Wie aus der Tabelle 4 zu ersehen ist - sie stellt einen Vergleich der eigenen Daten für die Dauer von P-Anfang bis TA-Ende mit anderen Autoren dar - liegen die von uns ermittelten P-TA-Zeiten im selben Bereich wie bei anderen Autoren. Die von den anderen Autoren ermittelten Zeiten sind bestimmt worden bei herzgesunden Probanden mit normfrequentem Sinusrhythmus. Unsere Patienten hatten schrittmacherinduzierte Herzfrequenzen zwischen 68 und 72 Schl./min. Weitere Einflüsse, die auf die P-TA-Zeit wirken, wie Digitalis und Elektrolyte, wurden nicht mitberücksichtigt. So liegen die von uns ermittelten Zeiten für P-TA zwischen 220 und 480 msec, wobei in der Literatur die P-TA-Zeit zwischen 220 und 500 msec liegt (Tabelle 4).

5.5 P-Zeit

Vergleicht man die P-Zeit, die bei unseren Schrittmacherpatienten ermittelt wird mit Daten herzgesunder Patienten, so ist eine deutliche Verlängerung der P-Zeit gegenüber diesen festzustellen (Tab. 5). Der Wert für Schrittmacherpatienten beträgt für die P-Zeit 113,9 msec (Handauswertung) bzw. 117,6 msec

(Computer), wogegen junge Herzgesunde meist Werte unter 100 msec zeigen. Copeland (10) gibt 94 msec und Ishikawa (21) gibt 95,0 msec beim Herzgesunden an. Beim Vergleich der von uns gefundenen Daten - hierbei handelt es sich um Daten von Schrittmacherpatienten mit einem mittleren Alter von 72,3 Jahren - mit Daten von herzgesunden Patienten, liegen unsere Werte im Bereich wie sie bei Patienten mit linksseitiger Überlastung mit P mitrale gefunden werden (Tab. 7). So gibt zum Beispiel Yokota und Watanabe (32) für die P-Zeit 118,3 msec bei Patienten mit Mitralklappenfehlern und Ishikawa (21) 113 msec für Patienten mit einer Volumenüberlastung des linken Vorhofs an. Bezüglich der Altersangaben über das von Yokota und Watanabe untersuchte Kollektiv kann gesagt werden, daß alle Patienten unter 60 Jahre alt waren (herzgesunde Patienten 20-49 Jahre, Patienten mit Mitralklappenfehlern 12-58 Jahre, Patienten mit Volumenüberlastung des linken Vorhofs 14-42 Jahre). Aufgrund dieses Datenvergleichs sind wir der Meinung, daß zwischen unseren ermittelten Daten und den Daten in der Literatur zwar eine zahlenmäßige Übereinstimmung besteht, diese jedoch ohne klinische Betrachtung nicht interpretiert werden darf. Möglicherweise handelt es sich bei unserem Kollektiv doch um Patienten mit altersbedingten Vergrößerungen beider Vorhöfe im Rahmen einer chronischen Herzinsuffizienz.

5.6 P-Max.

Wie aus Tabelle 2 hervorgeht, beträgt die Magnitude des Maximalvektors der P-Schleife (P-Max.) 0,18 mV. Die in der Lite-

TABELLE 7: Vergleichende Übersicht über einige wichtige P-Wellen-Daten (P-MAX, Magnitude, Azimut, Elevation, Polarvektor, P-Dauer) von Schrittmacherpatienten mit P-Wellen-Daten von herzkranken und herzgesunden Patienten.

AUTOR	P - MAX			Polarvektor (mV) ²	P-Dauer (msec)	P-Art
	Magnitude (mV)	Azimut (Winkel- grad)	Elevation (Winkel- grad)			
Mutschler	0.102	63.6	79.9	-	102	N
Yokota	0.110	-	-	0.00324	96.9	N
Watanabe	0.184	-	-	0.00947	118.3	MVD
	0.163	-	-	0.00642	97.4	ASD
Chou Techuan	0.12	65	-	-	-	N
Ishikawa	0.133	66	-	-	95	N
Kini	0.178	56	-	-	113	LAO
Pipberger	0.177	72	-	-	101	RAO
v. Mengden	0.130	56.8	-	-	-	N
Scheidt	0.173	78.1	-	0.0134	106.4	P-pulm.
Thulke						
Brodda						
v. Mengden	0.10	61.9	-	0.003	-	N
Lohmann						
Fowler	0.13	78.8	-	-	-	N
Dorney						
Copeland et al.	0.13	66	-	-	94	N
eigene Unter- suchung	0.181	71.6	94.8	0.00929	113.9 (Hand) 117.6 (Comp.)	P bei SM-Pa- tienten

ASD = Vorhofseptumdefekt; LAO = left atrial overload;
 RAO = right atrial overload; MVD = Mitralklappenfehler;
 N = Normal

ratur angegebenen Normalwerte für die Magnitude von P-Max. betragen bei Yokota (32) 0,11 mV, bei Mutschler (26) 0,102 mV (Tab. 7). Unser Wert ist etwa 30% größer und liegt damit im Bereich der Werte, die für Patienten mit Mitralklappenfehler und chronischem Cor pulmonale angegeben werden. Auch bei diesem Vergleich muß bedacht werden, daß es sich bei unserem Kollektiv um ein altes Kollektiv mit großen Vorhöfen handelt. So gibt z.B. Yokota (32) 0,184 msec und Ishikawa (21) 0,178 msec für P-Max an. Für den Winkel Azimut von P-Max. (siehe Abb. 12) wird außer bei Fowler und Dorney (1) - hierbei beträgt der Wert für den Winkel Azimut 78,8 Grad bei einer Standardabweichung von 10,6 Grad - beim Herzgesunden kein Wert über 70 Grad gefunden. Der von uns für Azimut von P-Max. gemessene Winkel beträgt 73,6 Grad. Ishikawa (21) gibt für den Winkel Azimut von P-Max. bei Patienten mit Rechtsvorhofbelastung 72 Grad und von Mengden (25) für Patienten mit P pulmonale 78,1 Grad an (Tab. 7).

Für den Winkel Elevation von P-Max. ergibt sich ein Wert von 84,8 Winkelgrad, wobei Mutschler (26) als Normalwert 79,9 Grad angibt. Vergleicht man weiterhin den Winkel Phi von P-Max. (Abb. 12), der 71,6 Grad beträgt, mit dem Winkel Phi von TA-Max. (Abb. 13), der wie aus Tabelle 3 zu ersehen ist, -108,3 Grad beträgt, so ergibt sich, daß beide Maximalvektoren 180 Grad auseinander bzw. genau entgegengesetzt liegen. Dies verdeutlicht eine reguläre physiologische Diskordanz von De- und Repolarisation. Die Streubreite ist dabei erwartungsgemäß recht groß bezüglich Phi von TA-Max. (φ v. TA-Max. = $-108,3^{\circ}$ Stdabw. $24,48^{\circ}$). Bei der Untersuchung der Magnitude des Polarvektors von P-Max. (Tab. 2, Tab. 7) hat sich ein deutlicher Unterschied zu den Normaldaten von Herzgesunden ergeben. So werden von Yokota (32)

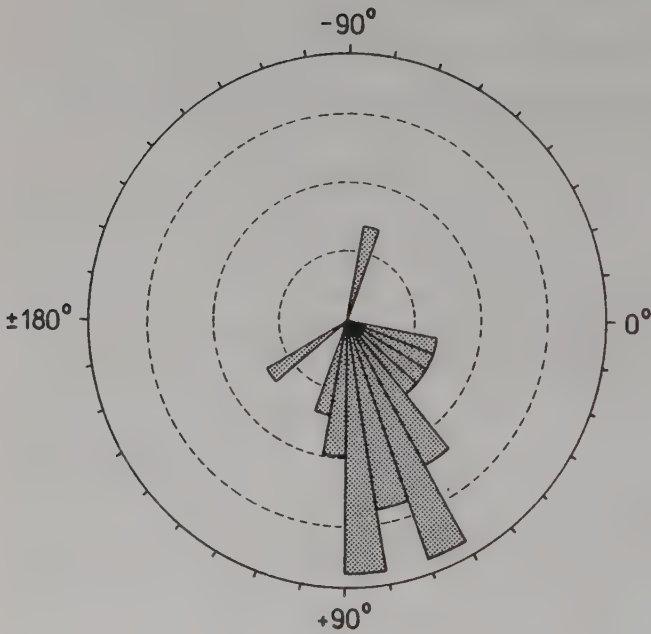


Abb. 12 : Rosediagramm für die Richtungen der
Frontalprojektion des P-MAX-Vektors.
Klassenbreite 10 Grad
Häufigkeiten für innere Kreise (von innen
nach außen)

1. $H = 0.0172$
2. $H = 0.0689$
3. $H = 0.1551$

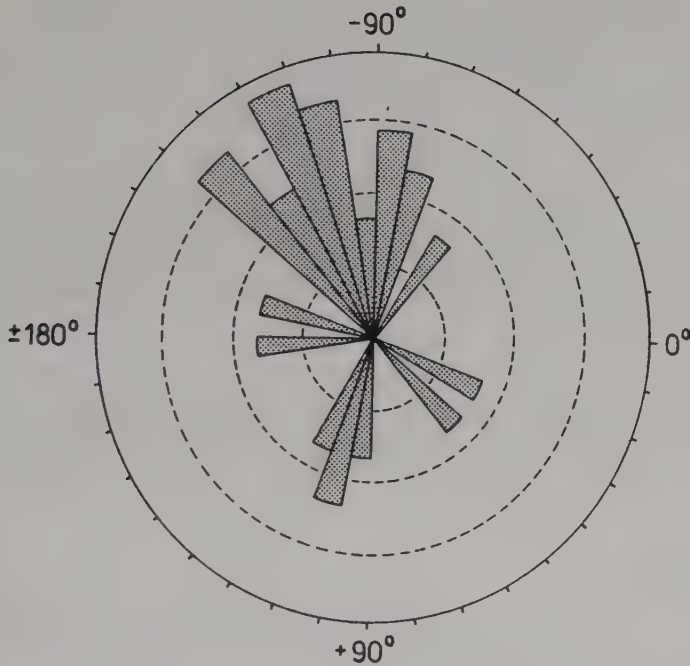


Abb. 13 : Rosediagramm für die Richtungen der
Frontalprojektion des TA-MAX-Vektors.
Klassenbreite 10 Grad
Häufigkeiten für innere Kreise (von innen
nach außen)

1. H = 0.0123
2. H = 0.0492
3. H = 0.1108

und Wellner (31) Normalwerte für die Magnitude des Polarvektors von P-Max. um $0,003 \text{ (mV)}^2$ angegeben. Bezüglich der Altersangaben des Kollektivs, das von Wellner (31) untersucht wurde, ergibt sich eine Altersverteilung von 35,31 Jahre bei einer Standardabweichung von 10,5 Jahre.

Die Untersuchung von Schrittmacherpatienten erbrachte eine Magnitude des Polarvektors von P-Max. von $0,00929 \text{ (mV)}^2$ und liegt damit im Bereich der Werte, die für Patienten mit Mitralklappenfehlern und chron. Cor pulmonale gemessen wurden ($0,00947 \text{ (mV)}^2$ Yokota (32), $0,0134 \text{ (mV)}^2$ von Mengden (25)). Auch in diesem Falle wäre es denkbar, daß es sich bei uns um Daten handelt, die zwar größenordnungsmäßig im Bereich von Patienten mit Herzfehlern liegen, jedoch nicht durch Herzfehler, sondern durch große Vorhöfe bei altem Patienten-gut entstanden sind.

5.7 TA-Welle

Bei dem Datenvergleich von vektorkardiographischen Größen der TA-Welle muß beachtet werden, daß es nur sehr wenig Literaturstellen über diese Daten und damit auch nur wenig Vergleichsmöglichkeiten gibt. Über den Anfangsvektor der TA-Welle, der nach oben rechts zeigt, findet man noch die meisten Hinweise, da dieser Vektor bei anderen Autoren als P-Endvektor bezeichnet wird (Tab. 2, Tab. 6).

Vergleicht man die von uns ermittelten Daten für den P-End- bzw. P-Anfangsvektor mit Daten aus der Literatur (10,16), so zeigt sich, daß der Magnitudenwert für P-TA in der von anderen Autoren ermittelten Größenordnung liegt. Diese Feststellung trifft ebenfalls für den Winkel Φ von P-TA zu, der bei

TABELLE 6:

Vergleich der eigenen Daten P-End- bzw. T-Anfangs-Vektor mit den Daten anderer Autoren.

Autor	Magnitude (mV)	Theta (Winkelgrad)	Phi (Winkelgrad)
Giles et al.	0.03	-	- 114
Copeland et al.	0.04	-	- 110
Mutschler	0.032	44.8	- 109
Lohmann	0.023	47.4	- 106
eigene Untersuchung	0.039	70.1	- 108

uns - 108 Grad ergibt. Bei anderen Autoren liegt dieser Wert zwischen - 106 und - 114 Grad (8, 14) (Tab. 6). Um sich einen besseren Eindruck von den verschiedenen Richtungen der Frontalprojektion des P-TA-Vektors zu machen - der Winkel Φ von P-TA mit - 108 Winkelgrad stellt einen Mittelwert dar - haben wir diese Winkelverteilung in Form eines Rose-Diagramms aufgezeichnet (Abb. 14). Um ein Verhältnis zu den Größenordnungen zu bekommen, soll ein weiterer Vektor der TA-Welle erwähnt werden, nämlich der maximale Vektor der TA-Welle. Seine Magnitude beträgt 0,09 mV (Tab. 3). Da die mittlere Störamplitude während der Diastole - also während der elektrischen Ruhe - 0,005 mV beträgt, kann man sich vorstellen, welcher starken Schwankungen dieser Wert unterliegt. Ebenso deutlich wird dies, wenn man den Magnitudenwert des TA-Endvektors betrachtet (Tab. 3), der mit 0,048 mV nur das Zehnfache der Störamplitudengröße beträgt.

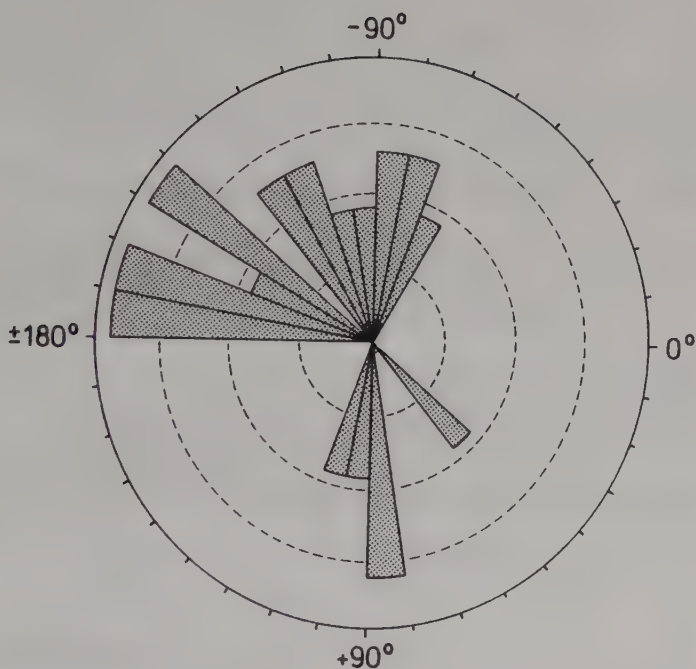


Abb. 14 :

Rosediagramm für die Richtungen der
Frontalprojektion des PTA-Vektors.

Klassenbreite 10 Grad

Häufigkeiten für innere Kreise (von innen
nach außen)

1. H = 0.0098

2. H = 0.0394

3. H = 0.0888

6. ZUSAMMENFASSUNG

1. Es hat sich in dieser Arbeit gezeigt, daß die Basislinienkorrektur mit Computer und dem gegebenen Programm eine verhältnismäßig einfache Methode ist, die reproduzierbare Werte erbringt und auch mit einer Handauswertung sehr gut vergleichbar ist. Bei Gegenüberstellung von den Daten, die mittels Handauswertung bestimmt wurden und den vom Computer berechneten Daten zeigt sich, daß diese Daten annähernd gleich bei etwa gleich großer Standardabweichung sind.
2. Die von uns ermittelten Depolarisationsparameter sind nicht vergleichbar mit bekannten Normwerten, vergleichbar aber mit Ergebnissen beim P pulmonale und P mitrale, wobei jedoch gesagt werden muß, daß es sich bei unserem Patientengut um ein altes Kollektiv und so mit großer Wahrscheinlichkeit um Patienten mit großen Vorhöfen handelt, die aber keine Vitien haben.
3. Die Repolarisationsparameter sind bisher in der Literatur wenig beschrieben, so daß wir kaum Vergleichsmöglichkeiten haben.

Die wichtigsten ermittelten Meßwerte sind folgende : TA-Max. (Magnitude 0,09 mV, Theta 76,51 Grad, Phi - 108,3 Grad), TA-Zeit (per Hand 236,5 msec, per Computer 238,5 msec), TA-Ende (Magnitude 0,048 mV, Theta 77,34 Grad).

4. Zwischen der De- und Repolarisation findet sich bei uns die reguläre physiologische Diskordanz der Maximalvektoren. So findet sich für Phi von P-Max. ein Wert von 71,6 Grad bei einer Standardabweichung von 22,43 Grad und für Phi von TA-Max. ein Wert von - 108,3 Grad bei einer Standardabweichung von 24,48 Grad. Ein Vergleich der beiden Magnitudenwerte von TA-Max. und P-Max. ergibt, daß die Amplitude von P-Max. doppelt so groß ist, wie die Magnitude von TA-Max. (Magnitude P-Max. 0,18 mV, Magnitude TA-Max. 0,09 mV).

7. LITERATURVERZEICHNIS

1. Fowler, N.O., Dorney, E.R. :
American Heart Association: Electrocardiographic test book.
New York 1956
2. Boden, E. und P. Neukirch :
Elektrokardiographische Studien am isolierten Säugetier-
herzen und Menschenherzen bei direkter und indirekter
Ableitung.
Pflügers Archiv Gesammelte Physiologie 171, 176 (1918)
3. Brodda, K. :
Deskriptiv-statistische Methoden für richtungsabhängige
Größen.
EDV in Medizin und Biologie 6, 110 (1975)
4. Brodda, K., Wellner, U., Mutschler, W., H.-J. von Mengden:
On using angle patterns of VCGs for wave recognition.
Advances in Cardiology 16, 217 (1976)
5. Brown, W.H. :
A study of the esophageal lead in clinical electrocardio-
graphy.
American Heart Journal 12, 1 (1936)
6. Burger, H.C., Milaan, J.B. van :
Heart vector and leads I.
British Heart Journal 8, 157 (1946)
7. Burger, H.C., Milaan, J.B. van :
Heart vector and leads II.
British Heart Journal 9, 154 (1947)
8. Burger, H.C. :
Die Hypertrophie der Herzkammern und das Ekg.
Zeitschrift für klinische Medizin 102, 603 (1926)
9. Chou, Te-Chuan, Helm, R.A. :
Clinical Vectorcardiography.
New York-London: Grune und Stratton, 1967
10. Copeland, G.D. :
The McFee-Parungao (axial) vectorcardiogram i. normal
subjects.
American Heart Journal 86, 42 (1973)

11. Eiger, M.:
Die physiologischen Grundlagen der Elektrokardiographie
Pflügers Archiv Gesammelte Physiologie 151, 1 (1913)
12. Einthoven, W., Fahr, G., de Waart, A.:
Über die Richtung und die manifeste Größe der Potential-
schwankung im menschlichen Herzen und über den Ein-
fluß der Herzlage auf die Form des Elektrokardiogramms.
Pflügers Archiv 150, 275 (1913)
13. Enzelberg, C.H.D.:
The esophageal electrocardiogram in the study of atrial
activity and cardiac arrhythmias.
American Heart Journal 41, 382 (1951)
14. Frank, E.:
The image surface of a homogeneous torso.
American Heart Journal 47, 757 (1954)
15. Frank, E.:
An accurate clinically practical system for spatial
vectorcardiography.
Circulation 13, 737 (1956)
16. Giles, T.:
The influence of recording technique on the normal atrial
vectorcardiogram.
American Journal of Cardiology 26, 165 (1970)
17. Heinecker, R.:
Das normale EKG in den Extremitätenableitungen.
In: EKG-Fibel. S. 29
Stuttgart: Georg Thieme Verlag, 1973
18. Heinecker, R.:
EKG-Fibel. S. 309
Stuttgart: Georg Thieme Verlag, 1973
19. Hollmann, W.H.E.:
Neue elektrokardiographische Untersuchungsmethoden.
Zeitschrift für Kreislaufforschung 29, 546 (1937)
20. Holzmann, M.:
Klinische Elektrokardiographie. 5. Auflage, S. 37-38
Stuttgart: Georg Thieme Verlag, 1965

21. Ishikawa, K., Manohar, P., Kiney und Pipberger, H.:
P-wave analysis in 2464 orthogonal electrocardiograms
from normal subjects and patients with atrial overloads.
Circulation 48, 565 (1973)
22. Katz, L.N.:
Electrocardiography. 2. Auflage
Philadelphia: Lea, 1949
23. Lepeschkin, E.:
Modern electrocardiography, 1.
Baltimore: Williams and Wilkins, 1951
24. Mengden, H.-J. von, Brodda, K.:
Computeranalyse des korrigierten orthogonalen Kardio-
gramms.
Archiv für Kreislaufforschung 67, 123 (1972)
25. Mengden, H.-J. von, Scheidt, E., Tuhlke, I.:
Vektorkardiographische Untersuchungen zur Diagnostik
des P-pulmonale.
Cor pulmonale Chronicum, München 1977
26. Mutschler, W.:
Ein Algorithmus zur Erkennung der P-Welle im ortho-
gonalen EKG.
Dissertation, Mainz 1975
27. Schäfer, H.:
Das Ekg - Theorie und Praxis. S. 394-395
Berlin: Springer Verlag, 1951
28. Sprague, H.B., Weit, P.D.:
Clinical observation on the t-waves of the auricular appearing
in the human electrocardiogram.
Journal clinical investigation 1, 389 (1925)
29. Pardee, H.E.B.:
Clinical Aspects of the Electrocardiogram. 4. Auflage
New York 1941
30. Wellner, U.:
Interaktive Verarbeitung von EKG-Rohdaten zur Basis-
linienkorrektur und Auswahl von EKG-Abschnitten.
persönliche Mitteilung, 1979

31. Wellner, U., Brodda, K., v. Mengden, H. -J., Lohmann, J. und Schönberger, W. :
Discrimination between p-loops of children and adults.
In: Progress in Electrocardiology. Hrsg. P. Macfarlane.
Tunbridge Wells, Kent, England: Pitman Medical Publishing
Coltd, 1979
32. Yokota, M., Watanabe, Y., Sotobata, I., Yasui, S. :
Computer analysis of normal and abnormal p-loops of the
Frank-vectorcardiogram.
Electrocardiology Adv. Cardiol. 16, 227 (1976)

LEBENS LAUF

Name :	Hans-Dieter Wagner
geboren:	26. Juni 1948 in Mainz
Eltern:	Dr. med. Erich Wagner und Frau Heinola
Familienstand :	verheiratet seit 1976 mit Dr. med. Ingrid W., eine Tochter
1954 - 1958	Volksschule Mainz-Zahlbach
1958 - 1967	Rabanus-Maurus-Gymnasium Mainz
1967 - 1969	18-monatiger Grundwehrdienst in Hess. -Lichtenau
1969 - 1974	Medizinstudium in Mainz und Heidelberg
1975 - 1976	Medizinalassistent im St. Vincenz- und Elisabeth-Hospital Mainz
31.03.1976	Approbation als Arzt
1976 - 1977	Assistenzarzt in der Chirurgischen Abt. des St. Vincenz- und Elisabeth-Hospitals
1977 - Mai 1980	Assistenzarzt in der Inneren Abt. des St. Vincenz- und Elisabeth-Hospitals
zur Zeit	Assistenzarzt in einer allgemeinmedizi- nischen Praxis

